

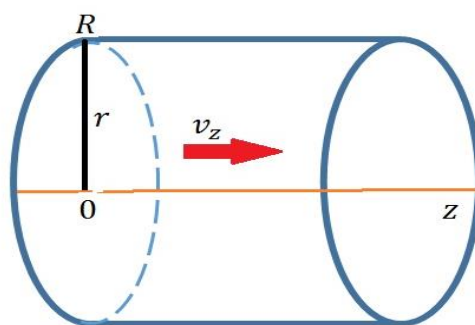
BAB III

METODE PENELITIAN

Tujuan dalam penelitian ini adalah untuk mengetahui faktor-faktor apa saja yang mempengaruhi kecepatan aliran darah dengan tekanan yang berubah secara periodik di dalam tabung sehingga menyebabkan terjadinya perubahan kecepatan aliran darah. Dalam hal ini penyusunan model matematika untuk aliran darah dengan tekanan yang berubah secara periodik dapat digunakan dalam dunia kesehatan karena untuk mengetahui besarnya kecepatan aliran darah. Langkah-langkah dalam penelitian ini meliputi membangun model dasar, mencari solusi untuk model, dan menarik kesimpulan.

3.1 Model Matematika untuk Aliran Darah di dalam Tabung

Pada penjelasan Bab II, fluida didefinisikan sebagai zat yang berdeformasi terus-menerus selama dipengaruhi suatu tegangan geser. Tegangan (gaya per satuan luas) geser terbentuk apabila sebuah gaya tangensial bekerja pada sebuah permukaan. Pada kasus aliran darah, darah mengalir ke seluruh tubuh melalui pembuluh-pembuluh. Darah dapat disebut sebagai fluida, karena darah dapat berubah secara terus-menerus menyesuaikan dengan tempat alirannya. Tempat yang berfungsi sebagai pengalir darah adalah pembuluh yang diasumsikan berbentuk tabung. Dalam penelitian ini, aliran darah digambarkan pada suatu segmen pembuluh darah sumbu z dalam koordinat silinder.



Gambar 3. 1 Domain aliran darah

Pada penyusunan model matematika ini digunakan beberapa asumsi, yaitu

1. Darah bersifat fluida Newtonian,
2. Darah bersifat fluida tak mampat atau *incompressible*,
3. Darah tidak mengalami perubahan massa jenis dalam tabung,

4. Pembuluh darah berukuran pendek dan tidak mengalami perubahan bentuk,
5. Arah aliran darah yang dikaji pada satu dimensi pada sumbu z ,
6. Tekanan darah berubah secara periodik,
7. Tidak ada hambatan di dalam pembuluh darah,
8. Bahan-bahan penyusun darah bersifat seragam,
9. Aliran bersifat simetri terhadap sumbu z .

Misalkan vektor kecepatan untuk fluida yaitu \mathbf{v} dengan $\mathbf{v} = (v_r, v_\theta, v_z)$. Karena arah aliran darah yang diteliti hanya pada arah sumbu z dalam koordinat silinder, maka $\mathbf{v} = (0, 0, v_z)$. Sehingga persamaan aliran fluida yang digunakan adalah persamaan Navier Stokes dalam arah sumbu z (persamaan 2.24), yaitu:

$$\rho \left(\frac{\partial v_z}{\partial t} + v_r \frac{\partial v_z}{\partial r} + \frac{v_\theta}{r} \frac{\partial v_z}{\partial \theta} + v_z \frac{\partial v_z}{\partial z} \right) = -\frac{\partial p}{\partial z} + \rho g_z + \mu \left(\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(r \frac{\partial v_z}{\partial r} \right) + \frac{1}{r} \frac{\partial^2 v_z}{\partial \theta^2} + \frac{\partial^2 v_z}{\partial z^2} \right), \quad (3.1)$$

dengan $v_z(r, z, t)$ adalah kecepatan aliran fluida, p adalah tekanan fluida, ρ adalah massa jenis fluida, g_z adalah gravitasi berarah pada sumbu simetri aksial, dan μ adalah konstanta kekentalan fluida. pada penelitian ini, fluida yaitu Darah diasumsikan bersifat fluida tak mampat atau *incompressible*, sehingga berlaku persamaan kontinuitas (persamaan 2.11). Karena diasumsikan $\mathbf{v} = (0, 0, v_z)$, maka persamaan kontinuitas (2.11) menjadi

$$\frac{\partial v_z}{\partial z} = 0. \quad (3.2)$$

Persamaan (3.2) menyatakan bahwa v_z adalah fungsi dari r dan t , atau $v_z(r, t)$.

Diasumsikan darah yang mengalir dalam pembuluh tidak dipengaruhi oleh nilai gravitasi karena massa fluida relatif kecil sehingga nilai ρg_z pada (3.1) diabaikan. Karena bersifat simetri terhadap sumbu z maka parameter arah tangensial θ dapat diabaikan. Diasumsikan tekanan berubah secara periodik. Oleh karena itu, $-\frac{\partial p}{\partial z}$ dapat dinyatakan oleh $G = G_0(1 + \varepsilon \sin \omega t)$ dimana G_0 , ε , dan ω berturut-turut adalah nilai rata-rata tekanan terhadap waktu, amplitudo, dan frekuensi. Persamaan (3.2) dan asumsi-asumsi yang digunakan tersebut disubstitusikan ke dalam persamaan (3.1), maka diperoleh

$$\rho \left(\frac{\partial v_z}{\partial t} \right) = -\frac{\partial p}{\partial z} + \mu \left(\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(r \frac{\partial v_z}{\partial r} \right) \right)$$

$$\rho \left(\frac{\partial v_z}{\partial t} \right) = G_0(1 + \varepsilon \sin \omega t) + \mu \left(\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(r \frac{\partial v_z}{\partial r} \right) \right). \quad (3.3)$$

Persamaan (3.3) adalah persamaan untuk kecepatan aliran darah dalam satu arah pada sumbu z . Pada penelitian ini, nilai awal dan syarat batas yang berlaku untuk persamaan (3.3) yaitu:

$$1. \quad v_z = 0 \text{ pada } r = R \text{ untuk semua } t \quad (3.4 a)$$

$$2. \quad v_z \text{ bernilai terbatas pada } r = 0 \text{ untuk semua } t \quad (3.4 b)$$

$$3. \quad v_z = 0 \text{ saat } t = 0 \text{ untuk semua } r \quad (3.4 c)$$

3.2 Menyelesaian Model Matematika untuk Aliran Darah di dalam Tabung

Setelah diperoleh model dasar, persamaan (3.3) akan ditentukan solusinya. Langkah awal untuk menentukan solusi tersebut dengan mensubstitusikan variabel yang berdimensi diubah ke dalam bentuk variabel tak berdimensi. Selanjutnya, digunakan metode pemisahan variabel yang disesuaikan oleh syarat batas untuk mendapat solusi dari model dasar kecepatan aliran darah dengan tekanan yang berubah secara periodik.

3.3 Menarik Kesimpulan

Kesimpulan dari penelitian ini adalah menentukan faktor-faktor yang mempengaruhi kecepatan aliran darah. Faktor-faktor tersebut diperoleh dari penjabaran persamaan kecepatan aliran darah serta penyusunan grafik model yang dibuat oleh aplikasi komputer matematika Maple 13.